



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103529062 A

(43) 申请公布日 2014. 01. 22

(21) 申请号 201310269032. 7

(22) 申请日 2013. 06. 28

(30) 优先权数据

2012-147719 2012. 06. 29 JP

(71) 申请人 株式会社理学

地址 日本国东京都昭岛市松原町3丁目9番
12号

(72) 发明人 表和彦 武田佳彦

(74) 专利代理机构 北京瑞盟知识产权代理有限公司 11300

代理人 刘昕

(51) Int. Cl.

G01N 23/04 (2006. 01)

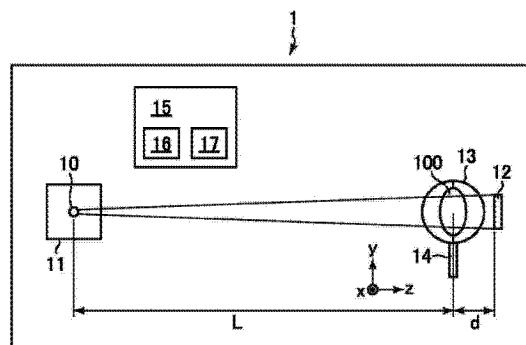
权利要求书2页 说明书10页 附图7页

(54) 发明名称

X射线图像生成装置及X射线图像生成方法

(57) 摘要

本发明提供一种X射线图像生成装置和X射线图像生成方法,其能够对二维检测器在样品的相对于该二维检测器不同位置处检测的透射图像进行合成。X射线图像生成装置,其特征在于,具有:X射线发生部,其对样品照射大致平行的X射线;二维检测器,其相对于所述样品配置于所述X射线发生部的相反侧,并具有检测所述样品的透射图像的检测区域;支承台,其用于配置所述样品;工作台,其用于搭载所述支承台,可使所述支承台沿所述二维检测器的所述检测区域的平面做面内移动;和控制部,其根据所述二维检测器检测的所述样品的多个透射图像,生成合成透射图像数据,所述控制部拼合所述样品的不同的多个位置的透射图像,生成合成透射图像数据。



1. 一种 X 射线图像生成装置,其特征在于,具有:
X 射线发生部,其对样品照射大致平行的 X 射线;
二维检测器,其相对于所述样品配置于所述 X 射线发生部的相反侧,并具有检测所述样品的透射图像的检测区域;
支承台,其用于配置所述样品;
工作台,其用于搭载所述支承台,可使所述支承台沿所述二维检测器的所述检测区域的平面做面内移动;和
控制部,其根据所述二维检测器检测的所述样品的多个透射图像,生成合成透射图像数据,
所述控制部拼合所述样品的不同的多个位置的透射图像,生成合成透射图像数据。
2. 根据权利要求 1 所述的 X 射线图像生成装置,其特征在于,
所述支承台具有旋转驱动系统,所述旋转驱动系统以沿着所述检测区域的平面的方向为旋转轴,使所述样品旋转移动至各规定数量的角度配置,
所述控制部,
在所述各规定数量的角度配置下,拼合所述样品的不同的多个位置的透射图像,生成合成透射图像数据,
通过对所生成的所述规定数量的合成透射图像数据进行图像重构,生成三维 X 射线 CT 图像。
3. 根据权利要求 2 所述的 X 射线图像生成装置,其特征在于,
所述工作台使所述支承台依次移动,使所述样品位于所述不同的多个位置中的任一位置,
在该位置的配置下,所述旋转驱动系统使所述样品依次旋转移动,使所述样品位于所述规定数量的角度配置中的任一角度配置,
在该配置下,所述二维检测器检测所述样品的透射图像,
对在各所述规定数量的角度配置下所述样品的不同的多个位置的多个透射图像进行检测。
4. 根据权利要求 1 ~ 3 中任一项所述的 X 射线图像生成装置,其特征在于,还具有:
光学摄像部,其检测所述样品的光学图像;和
光学反射镜,其配置于所述 X 射线发生部和所述支承台之间,使来自所述 X 射线发生部的 X 射线向所述样品透射,并且,反射沿所述检测区域的平面的法线方向从所述样品入射的光,而射入所述光学摄像部。
5. 根据权利要求 4 所述的 X 射线图像生成装置,其特征在于,
所述光学反射镜具有使从所述 X 射线发生部到二维检测器的检测区域的 X 射线通过的开口部。
6. 根据权利要求 4 所述的 X 射线图像生成装置,其特征在于,
所述光学反射镜为金属薄膜反射镜。
7. 根据权利要求 1 ~ 3 中任一项所述的 X 射线图像生成装置,其特征在于,
在设从所述 X 射线发生部到所述样品的距离为 L,设从所述样品到所述二维检测器的距离为 d 时, d/L 为 0.1 以下。

8. 根据权利要求 1 ~ 3 中任一项所述的 X 射线图像生成装置,其特征在于,

对于射入到所述样品,贯穿所述样品,并到达所述二维检测器的所述检测区域的 X 射线,在设从样品的入射部位到出射部位的距离为 t ,设所述检测区域的法线方向与 X 射线的行进方向所成的角为 θ 时, t 与所述二维检测器的空间分辨率相比充分大, $t \cdot \theta$ 为所述二维检测器的空间分辨率以下。

9. 一种 X 射线图像生成方法,其使用,

X 射线发生部,其对样品照射大致平行的 X 射线;

二维检测器,其相对于所述样品配置于所述 X 射线发生部的相反侧,并具有检测所述样品的透射图像的检测区域;

支承台,其用于配置所述样品;

工作台,其用于搭载所述支承台,可使所述支承台沿所述二维检测器的所述检测区域的平面做面内移动;和

控制部,其根据所述二维检测器检测的所述样品的多个透射图像,生成合成透射图像,所述 X 射线图像生成方法的特征在于:

所述控制部拼合所述样品的不同的多个位置的透射图像,生成合成透射图像数据。

X 射线图像生成装置及 X 射线图像生成方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种 X 射线图像生成装置及 X 射线图像生成方法,尤其是,涉及样品的透射图像比二维图像检测器的检测区域大时的 X 射线图像生成。

背景技术

[0002] 在 X 射线透射拍摄领域中使用二维检测器。因为二维检测器的检测区域和分辨率有限,因此为得到高分辨率的透射图像,通过使用微小焦点的 X 射线源,并将样品靠近 X 射线源,由此拍摄放大投影的样品的透射图像。即,通过缩小从 X 射线源到样品的距离,并设置足够的从样品到检测器的距离,可提高分辨率。通过调整其距离关系,可调整放大倍率。在日本发明专利公开第平 9-101270 号公报中,公开了对发散角大的 X 射线透过样品而生成的放大图像进行检测的技术。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献 1:日本发明专利公开第平 9-101270 号公报

[0006] 专利文献 2:日本发明专利公开第 2012-80963 号公报

发明内容

[0007] 通过将样品靠近 X 射线源得到高分辨率的透射图像,但是,在对透射图像的一次拍摄中,二维检测器能够检测的可拍摄区域(可测定区域)小。在样品比该可拍摄区域大时,所得到的 X 射线图像为对样品的一部分进行拍摄的图像。即,很难同时使所拍摄的透射图像的分辨率提高,并扩大可拍摄区域。

[0008] 为提高图像的分辨率,并取得更大范围的 X 射线图像,发明人讨论了具有二维 XY 平台的 X 射线图像生成装置。其为比较例 1 的 X 射线图像生成装置。在二维 XY 平台上搭载样品,在与二维检测器的检测区域平面平行的平面(xy 平面)内使样品移动。利用二维 XY 平台使样品依次移动,随之依次拍摄透射图像,拼合多个透射图像,能够生成合成透射图像数据,由此实现更大范围(例如,样品整体)高分辨率的 X 射线图像的图像生成。但是,由于样品在垂直于二维检测器的检测区域的方向(z 方向)上具有有限的厚度,存在以下问题。

[0009] 图 9A 和图 9B 为表示比较例 1 的 X 射线图像生成装置的驱动的示意图。在利用 X 射线源 110 射出的 X 射线进行放大投影后的 X 射线图像中,对于样品 200 的在 xy 平面上为相同位置,但在 z 方向上为不同位置的两点,被二维检测器的不同位置检测到。在此,假设该样品为平板状,在 xy 平面相同的位置处,A 点在 X 射线源侧的平面上,B 点在二维检测器侧的平面上。在图 9A 中,由于这两点相对于 X 射线源 110,位于图中的上侧,因此经过位于 X 射线源 110 侧的点 A 的 X 射线与经过位于二维检测器 112 侧的点 B 的 X 射线相比向上侧发散,在由二维检测器 112 得到的 X 射线图像中,点 A 的像 Ai 与点 B 的像 Bi 相比位于图中上侧。与此相对,在图 9B 中,由于该两点相对于 X 射线源位于图中下侧,因此经过点 A 的 X 射线与经过点 B 的 X 射线相比向下侧发散,使点 A 的像 Ai 与点 B 的像 Bi 相比位于图中下

侧。因此,结合这两张透射图像,例如利用点 A 的像 A_i 的位置拼合图像,则点 B 的像 B_i 产生错位,在比较例 1 的 X 射线图像生成装置中,不能实现大范围高分辨率的 X 射线图像的图像生成。

[0010] 本发明有鉴于上述课题,其目的在于提供一种 X 射线图像生成装置和 X 射线图像生成方法,其能够对二维检测器在样品的相对于该二维检测器不同位置处检测的透射图像进行合成。

[0011] (1) 为解决上述课题,本发明的 X 射线图像生成装置的特征在于,具有:X 射线发生部,其对样品照射大致平行的 X 射线;二维检测器,其相对于所述样品配置于所述 X 射线发生部的相反侧,并具有检测所述样品的透射图像的检测区域;支承台,其用于配置所述样品;工作台,其用于搭载所述支承台,可使所述支承台沿所述二维检测器的所述检测区域的平面做面内移动;和控制部,其根据所述二维检测器检测的所述样品的多个透射图像,生成合成透射图像数据,所述控制部拼合所述样品的不同的多个位置的透射图像,生成合成透射图像数据。

[0012] (2) 优选在上述(1)的 X 射线图像生成装置中,所述支承台具有旋转驱动系统,所述旋转驱动系统以沿着所述检测区域的平面的方向为旋转轴,使所述样品旋转移动至各规定数量的角度配置,所述控制部,在所述各规定数量的角度配置下,拼合所述样品的不同的多个位置的透射图像,生成合成透射图像数据,通过对所生成的所述规定数量的合成透射图像数据进行图像重构,对三维 X 射线 CT 图像进行图像生成。

[0013] (3) 优选在上述(2)的 X 射线图像生成装置中,所述工作台使所述支承台依次移动,使所述样品位于所述不同的多个位置中的任何位置,在该位置的配置下,所述旋转驱动系统使所述样品依次旋转移动,使所述样品位于所述规定数量的角度配置中的任何角度配置,在该配置下,所述二维检测器检测所述样品的透射图像,对在各所述规定数量的角度配置下所述样品的不同的多个位置的多个透射图像进行检测。

[0014] (4) 优选在上述(1)~(3)中任一 X 射线图像生成装置中,还具有:光学摄像部,其检测所述样品的光学图像;和光学反射镜,其配置于所述 X 射线发生部和所述支承台之间,使来自所述 X 射线发生部的 X 射线向所述样品透射,并且,使沿所述检测区域的平面的法线方向从所述样品行进来的光反射,而射入所述光学摄像部。

[0015] (5) 优选在上述(4)的 X 射线图像生成装置中,所述光学反射镜具有使从所述 X 射线发生部到二维检测器的检测区域的 X 射线通过的开口部。

[0016] (6) 优选在上述(4)的 X 射线图像生成装置中,所述光学反射镜为金属薄膜反射镜。

[0017] (7) 优选在上述(1)~(6)中任一 X 射线图像生成装置中,在设从所述 X 射线发生部到所述样品的距离为 L , 设从所述样品到所述二维检测器的距离为 d 时, d/L 为 0.1 以下。

[0018] (8) 在上述(1)~(7)中任一 X 射线图像生成装置中,对于射入到所述样品,贯穿所述样品,并到达所述二维检测器的所述检测区域的 X 射线,在设从样品的入射部位到出射部位的距离为 t , 设所述检测区域的法线方向与 X 射线的行进方向所成的角为 θ 时, t 与所述二维检测器的空间分辨率相比充分大, $t \cdot \theta$ 为所述二维检测器的空间分辨率以下。

[0019] (9) 本发明的 X 射线图像生成方法,其使用,X 射线发生部,其对样品照射大致平行的 X 射线;二维检测器,其相对于所述样品配置于所述 X 射线发生部的相反侧,并具有检测

所述样品的透射图像的检测区域;支承台,其用于配置所述样品;工作台,其用于搭载所述支承台,可使所述支承台沿所述二维检测器的所述检测区域的平面做面内移动;和控制部,其根据所述二维检测器检测的所述样品的多个透射图像,生成合成透射图像,在所述X射线图像生成方法中,所述控制部拼合所述样品的不同的多个位置的透射图像,生成合成透射图像数据。

[0020] 根据本发明,能够提供一种X射线图像生成装置和X射线图像生成方法,其能够对二维检测器在样品的相对于该二维检测器不同位置处检测的透射图像进行合成。

附图说明

[0021] 图1为表示本发明第一实施方式的X射线图像生成装置的结构示意图。

[0022] 图2为说明本发明第一实施方式的X射线发生部发生X射线的示意图。

[0023] 图3为表示本发明第三实施方式的X射线图像生成装置的结构示意图。

[0024] 图4为表示本发明第三实施方式的X射线图像生成装置检测的光学图像和透射图像的示意图。

[0025] 图5为说明本发明第四实施方式的X射线图像生成装置的测定方法的示意图。

[0026] 图6A、图6B为说明利用本发明的第四实施方式的测定方法取得的透射图像的示意图。

[0027] 图7为说明本发明第四实施方式的X射线图像生成装置的三维X射线CT图像的图像生成方法的示意图。

[0028] 图8为说明利用本发明第四实施方式的测定方法取得的透射图像的示意图。

[0029] 图9A、图9B为表示驱动比较例1的X射线图像生成装置的示意图。

[0030] 图10为表示驱动比较例2的X射线图像生成装置的示意图。

具体实施方式

[0031] 以下,结合附图,详细具体地说明本发明的实施方式。但是,以下所示的图为说明本实施方式的实施例的图,图中所示的比例未必与实施例记载的比例一致。另外,在以下所示的图中,对具有相同功能的部件附加相同的符号,除必要的时候,省略重复说明。

[0032] 【第一实施方式】

[0033] 图1表示本发明第一实施方式的X射线图像生成装置1的结构示意图。本实施方式的X射线图像生成装置1为二维X射线透射图像的X射线图像生成装置。包括:含X射线源10的X射线发生部11;二维检测器12;支承样品100的支承台13;搭载支承台13的二维XY工作台14;和控制部15。

[0034] 本实施方式的X射线图像生成装置1的主要特征为,抑制从X射线发生部11向样品100照射的X射线的发散,X射线大致平行,并具有沿二维检测器12的检测区域的平面移动样品100的工作台。从而,该X射线图像生成装置1能够对样品100上相对于二维检测器12不同的多个位置处的透射图像进行拼合,生成合成透射图像数据(大视野透射图像)。通过使用本发明的X射线图像生成装置,在样品100整体的透射图像比二维检测器12的检测区域大的情形下,具有显著效果。

[0035] 以下,说明本实施方式的X射线图像生成装置1的结构。

[0036] X射线发生部 11 所包含的 X 射线源 10 为具有有限的焦点尺寸、在实验室中使用的 X 射线源,例如,使用 Cu (铜)、Mo (钼)、或 W (钨) 等金属作为靶。另外,X 射线源 10 也可使用理想平行光束光源,即同步辐射发生的辐射光。

[0037] 二维检测器 12 例如为 CCD(电荷耦合元件),具有平面的检测区域。另外,二维检测器 12 不限于 CCD,可以是能够检测样品 100 的透射图像的 X 射线检测器。二维检测器 12 具有 $10\mu\text{m}$ 以下的高空间分辨率,并优选空间分辨率为 $7\mu\text{m}$ 以下,更优选 $1\mu\text{m}$ 以下。二维检测器 12 相对于样品 100 配置于 X 射线发生部 11 的相反侧。在此,假设二维检测器 12 的检测区域的平面为 xy 平面,检测区域平面的法线方向为 z 方向。优选配置二维检测器 12,使从二维检测器 12 的检测区域的中心向法线方向(z 方向)延伸的直线穿过样品 100,到达 X 射线源 10。

[0038] 在支承台 13 上配置样品 100。二维 XY 工作台 14 搭载支承台 13,可使支承台 13 在 xy 平面的面内移动。即,二维 XY 工作台 14 可以将样品 100 配置于相对二维检测器 12 不同的多个位置。

[0039] 控制部 15 包括测定控制部 16 和图像生成控制部 17。测定控制部 16 通过对 X 射线发生部 11、二维检测器 12、二维 XY 工作台 14 等进行控制,取得样品的透射图像的信息。图像生成控制部 17 根据二维检测器 12 检测的样品 100 在不同的多个位置上的透射图像,生成合成透射图像数据。

[0040] X 射线发生部 11 对样品 100 照射大致平行的 X 射线。在本说明书中,所谓大致平行的 X 射线如下所述。如图 1 所示,样品 100 不是配置于 X 射线发生部 11,而是配置于二维检测器 12 附近。考虑从二维检测器 12 的检测区域向平面的法线方向(z 方向)延伸,穿过样品 100,并到达 X 射线源 10 的直线。该直线中,假设从 X 射线发生部 11 的 X 射线源到样品 100 的中心的线段长度为从 X 射线发生部 11 到样品 100 的距离 L,从样品 100 的中心到二维检测器 12 的检测区域的线段长度为从样品 100 到二维检测器 12 的距离 d。在 d/L 与 1 相比充分小时,实现使照射到样品 100 的 X 射线大致平行。在此,d/L 与 1 相比充分小是指为 0.1 以下,优选 0.05 以下。另外,日本发明专利公开第 2012-80963 号公报中记载了关于对样品照射大致平行的 X 射线的技术。

[0041] 通过使照射到样品 100 的 X 射线大致平行,可抑制在二维检测器 12 所检测的透射图像中因样品 100 在 z 方向上的位置不同而产生的错位。在此,所谓错位是指,例如如图 9A 和图 9B 所示,因 z 方向上位置不同(点 A、B)引起的在二维检测器 112 所检测的透射图像中的错位(像 A_i 、 B_i)。因此,即使在样品 100 的厚度 t 与二维检测器 12 的空间分辨率 Δ 相比充分大的情形下,只要能将 X 射线的发散抑制到在二维检测器 12 检测的透射图像中,不发生因样品 100 在 z 方向上的位置不同而引起的错位的程度,就能够根据多个透射图像生成合成透射图像数据。在此,所谓厚度 t 与空间分辨率 Δ 相比充分大是指,t 为 Δ 的 10 倍以上,本实施方式的 X 射线图像生成装置 1,通过几乎平行的 X 射线照射样品 100,即使对于具有空间分辨率 Δ 的 100 倍以上的厚度的样品 100,也能够进行 X 射线图像生成。

[0042] 图 2 为说明本实施方式的 X 射线发生部 11 产生的 X 射线的示意图。来自 X 射线发生部 11 的 X 射线源 10 的 X 射线穿过样品,到达二维检测器 12 的检测区域。令从 X 射线对样品 100 的入射部位 101 到出射部位 102 的线段长度为 t,令该 X 射线与检测区域的法线方向(z 方向)的成角为 θ 。因样品 100 在 z 方向上位置不同引起的错位,最大为

$t \cdot \sin \theta \approx t \cdot \theta$ 。在此,令 $t \cdot \theta$ 为(式 1)。如果 $t \cdot \theta$ 在二维检测器 12 的空间分辨率 Δ 程度以下,则可抑制在所检测的透射图像中产生的该错位。在此,所谓空间分辨率 Δ 的程度以下是指,至少为空间分辨率 Δ 的 3 倍以下,优选为空间分辨率 Δ 的 2 倍以下,更有选为空间分辨率 Δ 的 1 倍以下。当在样品 100 的透射图像中产生的错位为二维检测器 12 的空间分辨率 Δ 的 3 倍时,对于根据多个透射图像生成的合成透射图像数据的像,能够将错位的影响抑制到由于样品 100 的厚度 t 而出现模糊的程度。在为空间分辨率 Δ 的 2 倍时,对于合成透射图像数据的像,可将错位的影响抑制到由于样品 100 的厚度 t ,部位和部位的界线变粗的程度。在为空间分辨率 Δ 的 1 倍以下时,对于合成透射图像数据的像,可进一步抑制因样品 100 的厚度 t 产生的影响。因此,优选将 X 射线的发散抑制到 $t \cdot \theta$ 大致为空间分辨率 Δ 程度以下。在从二维检测器 12 的检测区域的中心延伸的法线穿过 X 射线源 10 时,从 X 射线源射到检测区域边缘的 X 射线的角度 θ 最大,样品 100 在 z 方向上的厚度 t 因样品 100 形状而变化。因此,通过配置样品 100 等, $t \cdot \theta$ 可取各种值,但其中,只要 $t \cdot \theta$ 的最大值为空间分辨率 Δ 程度以下,就能抑制在所检测的透射图像中产生错位,并能够根据多个透射图像生成合成透射图像数据。

[0043] 测定控制部 16 根据相邻的透射图像重合的重合量,决定二维 XY 工作台 14 的移动量。测定控制部 16 再使支承台 13 在二维 XY 工作台 14 上根据该移动量依次移动,在二维检测器 12 检测透射图像。由于在检测的透射图像中,不产生由样品 100 的厚度 t 引起的像的错位,因此图像生成控制部 17 能够根据重合量拼合不同的多个位置上的透射图像,生成合成透射图像数据。

[0044] 【第二实施方式】

[0045] 本发明第二实施方式的 X 射线图像生成装置 1 为生成三维 X 射线 CT 图像的 X 射线图像生成装置。本实施方式的 X 射线图像生成装置 1 与第一实施方式的 X 射线图像生成装置的不同点在于,支承台 13 具有旋转驱动系统,和控制部 15 为生成三维 X 射线 CT 图像而进行的测定和图像重构,除此以外,与第一实施方式的 X 射线图像生成装置 1 结构相同。

[0046] 支承台 13 的旋转驱动系统以沿着二维检测器 12 的检测区域的平面的方向(此处为 x 方向)为旋转轴,能够使样品 100 相对于该旋转轴旋转移动。测定控制部 16 使支承台 13 在二维 XY 工作台 14 上根据上述移动量移动,支承台 13 的旋转驱动系统使样品 100 依次转动于规定数量的各个角度配置,二维检测器 12 检测各角度配置下的透射图像。图像生成控制部 17,在规定数量的各个角度配置下,拼合不同的多个位置的透射图像,生成合成透射图像。进而,通过对在规定数量的角度配置下的合成透射图像数据进行图像重构,而生成三维 X 射线 CT 图像。

[0047] 在说明本实施方式的 X 射线图像生成装置 1 的效果之前,首先说明比较例 2 的 X 射线图像生成装置。以往,生成三维 X 射线 CT 图像的 X 射线图像生成装置,例如,将样品配置于相对于旋转轴(x 方向)旋转的旋转驱动系统,利用旋转驱动系统使样品旋转。拍摄规定数量的各个角度配置下的透射图像,由所拍摄的多张透射图像进行图像重构,得到三维 CT 图像。在样品整体的透射图像比二维检测器的检测区域大时,所取得的三维 CT 图像为样品的一部分的图像。因此,为得到更大范围的三维 CT 图像,在本发明之前,发明人对比较例 2 的 X 射线图像生成装置进行了研究。

[0048] 比较例 2 的 X 射线图像生成装置为生成三维 X 射线 CT 图像的 X 射线图像生成装

置,具有三维 XYZ 工作台。三维 XYZ 工作台能够使配置有样品的旋转驱动系统三维(xyz 方向)移动。如前所述,在样品尺寸比二维检测器的检测区域大时,由于得到的三维 CT 图像为样品的一部分,因此利用三维 XYZ 工作台,使配置有样品的旋转驱动系统依次移动,在各位置上生成三维 X 射线 CT 图像,从而得到样品各部分的三维 CT 图像。

[0049] 图 10 为表示驱动比较例 2 的 X 射线图像生成装置的示意图。在该图中,表示出与旋转驱动系统的旋转方向(x 方向)垂直的平面(yz 平面)。如前所述,由于样品整体的透射图像比二维检测器 112 的检测区域大,因此某一位置上的三维 CT 图像为样品的一部分。在图 10 中,当前位置下的可测定区域 A 用斜线表示。在使样品尺寸为可搭载于支承台 113 的最大区域,如图 10 所示,由于样品尺寸比某一位置处可测定区域大,为覆盖样品整体,考虑多个可测定区域的配置。图 10 所示样品在 y 方向上的长度约为一个可测定区域的 3 倍(n 倍),为此,为了覆盖样品,必须对 9 (3×3) 个部位(n^2 个部位)进行测定,在图 10 中,用实线表示 9 个部位的可测定区域 A。对于某一位置上的可测定区域,由于截面为圆,因此即使依次将圆排列于 yz 平面,也会在中间产生间隙。为取得样品间隙部分的三维 CT 图像,需要再以连结在 yz 方向排列成 2×2 ($=4$ 个部位)的可测定区域 A 的中心形成的正方形中心位置为可测定区域 B,并对该位置上的三维 X 射线 CT 图像进行图像生成。在图 10 所示的情形下,必须对 4 ($=2 \times 2$) 个部位($(n-1)^2$ 个部位)进行测定,在图 10 中,用虚线表示 4 个部位的可测定区域 B。因此,一共需要对 13 个部位($n^2 + (n-1)^2$ 个部位)位置上的三维 CT 图像进行图像生成。

[0050] 对此,在本实施方式的 X 射线图像生成装置 1 中,当 y 方向上二维检测器的检测区域的长度为样品(支承台 13)长度的 3 倍(n 倍)时,可以在 3 个部位(n 个部位)的位置对样品 100 进行测定,本实施方式的 X 射线图像生成装置与比较例 2 的 X 射线图像生成装置相比,为测定所希望的区域而需要的拍摄透射图像的测定部位大幅减少。在样品比二维检测器的检测区域充分大时(n 充分大时),与本实施方式的 X 射线图像生成装置相比,比较例 2 的 X 射线图像生成装置需要 $\{n^2 + (n-1)^2\} / n \approx 2(n-1)$ 倍的测定部位。而且,本实施方式的 X 射线图像生成装置与比较例 2 的 X 射线图像生成装置在旋转驱动系统的旋转轴方向(x 方向)上没有不同,在 x 方向上,若二维检测器的检测区域的长度为样品长度的 3 倍(n 倍),则需要 3 个(n 个)的测定部位。

[0051] 比较例 2 的 X 射线图像生成装置所拍摄的透射图像,由于包含测定部位的可测定区域以外的部分的透射信息,因此在获得的三维 CT 图像中包含假象(artifact)。样品在某一位置上的假象的出现程度,在包含该位置的多个三维 CT 图像中不同。因此,在比较例 2 的 X 射线图像生成装置中,尽管为使测定区域包含全部样品,而在多个测定部位生成三维 X 射线 CT 图像,也无法通过对多个三维 X 射线 CT 图像进行拼合而生成样品整体的三维 X 射线图像,来实现样品整体的三维 CT 图像的生成,或者即使能够生成,操作也非常困难。

[0052] 与此不同,在本实施方式的 X 射线图像生成装置 1 中,拼合不同的多个位置上的透射图像,首先生成包含样品整体的合成透射图像数据(大视野透射图像),对规定数量角度配置下的合成透射图像数据进行图像重构,而对三维 X 射线 CT 图像进行图像生成,因此不发生比较例 2 的 X 射线图像生成装置中因假象导致的图像合成问题。

[0053] 本实施方式的 X 射线图像生成装置 1 是生成三维 X 射线 CT 图像的 X 射线图像生成装置,旋转驱动系统使样品旋转而进行三维 CT 测定。因此,如图 1 中的支承台 13 所示,

可搭载于支承台 13 的样品尺寸的最大值(可测定区域),在垂直于旋转驱动系统的旋转轴(x 方向)的截面(zy 面)上为圆。即,本实施方式的 X 射线图像生成装置 1 的可测定区域(可测定的样品尺寸最大值)为圆柱形,可以测定圆的直径比二维检测器 12 的检测区域的 y 方向的长度长,并且厚度比该 y 方向的长度大的样品 100。样品 100 的厚度 t,只要是上述(式 1)的 $t \cdot \theta$ 的最大值为二维检测器 12 的空间分辨率 Δ 程度以下即可。

[0054] 【第三实施方式】

[0055] 本发明第三实施方式的 X 射线图像生成装置 1 与第一实施方式的 X 射线图像生成装置 1 的不同点在于,还具有光学摄像部 21 和光学反射镜 22,控制部 15 根据光学摄像部 21 检测的光学图像(光学映像),对测定进行控制,除此之外结构相同。在此,所谓光学图像是指可视光区域的光形成的图像,但不限于此,例如,也可以是红外线区域或紫外线区域等的区域的光形成的图像。

[0056] 图 3 为表示本实施方式的 X 射线图像生成装置 1 的结构示意图。在图 3 中,为使说明简单,一部分结构在图中没有表示,光学摄像部 21 和光学反射镜 22 以外的结构如图 1 所示。光学摄像部 21,例如是光学摄像机,其检测由光学反射镜 22 反射的样品 100 的光学图像(光学映像)。光学反射镜 22 配置于 X 射线发生部 11 和支承台 13 之间,使从 X 射线发生部 11 穿过样品 100 并到达二维检测器 12 的检测区域的 X 射线透过到样品侧。对沿二维检测器 12 的检测区域的平面法线方向(z 方向)(即,向图的左侧)从样品 100 行进来的光进行反射,并使其入射到光学摄像部 21。在此,为了不遮挡从 X 射线发生部 11 穿过样品 100 并到达二维检测器 12 的检测区域的 X 射线而使其透过,光学反射镜 22 在该 X 射线经过的区域具有开口部(几 mm 左右的孔)。但是,光学反射镜 22 的结构不限于此,例如,光学反射镜 22 可以是使用了几十 μm 左右的金属薄膜的反射镜,也可以是使用了多层膜的反射镜。只要是上述金属薄膜或多层膜,即具有不会对透射图像拍摄造成影响的低 X 射线吸收率,并对来自样品 100 的光具有可使光学摄像部 21 充分检测光学图像的高反射率。另外,也可使用用于降低低能量 X 射线成分的厚度几百 μm 程度的薄膜作为光学反射镜。

[0057] 例如,在第一或第二实施方式的 X 射线图像生成装置 1 中,二维检测器 12 一次仅能检测样品的一部分的透射图像,在测定开始阶段,不能获得样品整体的图像。例如,在希望生成包含样品整体的合成透射图像数据(大视野透射图像)时,必须确定用于得到所需多个透射图像的多个位置都有哪些。光学摄像部 21 所检测的样品 100 的光学图像,是二维检测器 12 所检测的与透射图像同轴行进的光的光学图像,通过对该光学图像加以利用,控制部 15 就可以容易确定并控制测定条件。

[0058] 图 4 为表示本实施方式的 X 射线图像生成装置 1 所检测的光学图像 OA 和透射图像 XA 的示意图。在图 4 中表示出光学图像 OA 和透射图像 XA。光学图像 OA 包括样品 100 整体的像。通过使透射图像 XA 与光学图像 OA 重合,可以高精度确定当前样品 100 和二维检测器 12 的位置关系。能够在根据光学图像 OA 中的样品 100 的像,确定要生成的合成透射图像数据的区域 TOT 后,根据区域 TOT 和一张透射图像 XA,计算所需要的透射图像的张数(x 方向和 y 方向的各张数)、和在相邻的透射图像中适当的重合量。设区域 TOT 的宽度为 d_1 ,透射图像 XA 的宽度为 d_2 ,在 x 方向(横方向)上拼合的透射图像的张数 m 可以为 $m = \text{int}(d_1 \div d_2) + 1$,相邻透射图像的重合量 Δd 可以为 $\Delta d = (m \times d_2 - d_1) \div (m - 1)$,工作台移动量 Δx 可以为, $\Delta x = d_2 - \Delta d$ 。例如,在区域 TOT 的宽度为 1.0mm,透射图像 XA 的宽度为

0.4mm 时, $1.0 \div 0.4 = 2.5$, 在 x 方向(横方向)上拍摄三张透射图像即可, 此时, 重合量 Δd 为 $(0.4 \times 3 - 1.0) \div (3 - 1) = 0.1\text{mm}$, x 方向上的工作台移动量 Δx 可为 $0.4 - 0.1 = 0.3\text{mm}$ 。y 方向(纵方向)相同。以上说明的确定测定条件的方法仅是一例, 可根据需要, 进一步增加测定张数, 增加重合量, 相反, 也可以使测定条件为, 减少重合量, 包含比区域 TOT 更大的范围。

[0059] 也可以从外部输入所需多个位置的信息(测定张数、重合量、工作台移动量等), 控制部 15 的测定控制部 16 根据该信息, 控制二维 XY 工作台 14, 测定透射图像, 也可以根据上述方法计算该信息, 并根据算出的信息对测定进行控制。另外, 图像生成控制部 17 根据该信息拼合所拍摄的多个透射图像, 生成合成透射图像, 但此时, 参照光学图像 OA 来拼合透射图像, 由此能够得到更高精度的合成透射图像。

[0060] 【第四实施方式】

[0061] 本发明第四实施方式的 X 射线图像生成装置 1 是生成三维 X 射线 CT 图像的 X 射线图像生成装置, 其将第三实施方式的光学摄像部 21 和光学反射镜 22 应用于第二实施方式的 X 射线图像生成装置 1。

[0062] 图 5 为用于说明本实施方式的 X 射线图像生成装置 1 的测定方法的示意图。如第三实施方式所述, 根据光学图像 OA 中的样品 100 的像, 利用外部输入或测定控制部 16, 确定生成的合成透射图像数据(大视野透射图像)的区域 TOT (步骤 A1)。测定控制部 16 根据所确定的合成透射图像数据的区域 TOT 和 1 张透射图像 XA, 计算生成 1 张合成透射图像数据所必须的透射图像的测定次数 M (M 个测定位置)、和移动量(工作台移动量)(步骤 A2)。

[0063] 在确定必须的测定条件后, 测定控制部 16 开始测定。首先, 测定控制部 16 使支承台 13 在二维 XY 工作台 14 上移动, 将样品 100 置于最初的测定位置(步骤 A3)。如下所述进行 M 次测定, 即, 进行 M 个测定位置上的测定。令 i 为 1 以上 M 以下的整数, 说明第 i 次的测定(第 i 个测定位置上的测定)。

[0064] 在第 i 次的测定中, 将样品 100 配置于第 i 个测定位置。在该测定位置的配置下, 测定控制部 16 使样品 100 由支承台 13 的旋转驱动系统依次旋转移动。令规定数量为 N, 在 N 个部位的角度配置下, 测定控制部 16 在二维检测器 12 检测透射图像(步骤 A4), 测定控制部 16 将透射图像的数据存储于控制部 15 的存储部中。在此, 如果用于 360 度图像重构的透射图像的测定, 则为角度在 $0 \sim 360$ 度的范围内按规定间隔的角度配置。如果 $N=120$, 则相邻的角度配置的角度间隔为 $360 \div 120 = 3$ 度, 令 j 为 1 以上 N 以下的整数, 第 j 个角度配置为 $\theta = 3 \times (j-1)$ ($j=1, 2, \dots, 120$)。在第 i 次测定(第 i 个测定位置处的测定)中, 得到 N 张透射图像数据。测定控制部 16 使支承台 13 在二维 XY 工作台 14 上移动, 将样品 100 配置于下一个(第 i+1 个)测定位置(步骤 A5), 进行相同测定。通过反复进行 M 次的测定, 完成本实施方式的测定。但是, 在最后的测定(第 M 次的测定)中, 在测定透射图像后不移动样品 100 的位置。

[0065] 将第 i 次(第 i 个测定位置)测定的、第 j 个角度配置下的透射图像表示为 $\text{Image}_{i,j}(x,y)$ 。控制部 15 在 M 个测定位置的各个上取得 N 个透射图像的数据。即, 一共取得 $M \times N$ 个透射图像数据 $\text{Image}_{i,j}(x,y)$ 。

[0066] 图 6A 和图 6B 为说明通过本实施方式的测定方法取得的透射图像的示意图。表示在第 i 次测定和第 i+1 次测定各自中, N 个部位的角度配置下的透射图像。即, 图 6A 所示透射图像数据为 $\text{Image}_{i,j}(x,y)$, 图 6B 所示透射图像数据为 $\text{Image}_{i+1,j}(x,y)$ 。

[0067] 图 7 为说明本实施方式的 X 射线图像生成装置 1 的三维 X 射线 CT 图像的图像生成方法的示意图。拼合在 M 次测定的 M 个测定位置中相邻 2 个测定位置的各 N 张透射图像数据,并对于全部的相邻 2 个测定位置重复上述操作,由此可以生成 N 张合成透射图像数据(大视野透射图像),并对 N 张合成透射图像数据进行图像重构,从而可以生成大画面三维 X 射线 CT 图像。

[0068] 在此,对于在第 i 个测定位置和第 i+1 个测定位置为相邻的两个测定位置的情形下,对如图 6A 和图 6B 所示的第 i 个测定位置上的 N 张透射图像数据 $Image_{i,j}(x,y)$,和第 i+1 个测定位置上的 N 张透射图像数据 $Image_{i+1,j}(x,y)$ 分别进行拼合的过程进行说明。

[0069] 图 8 为说明通过本实施方式的测定方法取得的透射图像的示意图。表示第 i 次的测定和第 i+1 次的测定中,各自的第 j 个角度配置下的透射图像。

[0070] 分析第 j 个角度配置(j 为 1 ~ N)下的两张透射图像数据 $Image_{i,j}(x,y)$ 和 $Image_{i+1,j}(x,y)$ 各自的信号强度分布,计算两张透射图像数据的重合部分(重合量)(步骤 B1)。使第 i 次的坐标(x,y)处的信号强度和第 i+1 次的坐标(x' , y')处的信号强度的差的平方和为最小,而求得第 j 个角度配置下的图像的重合量 Δ_j (最小平方和)。对所有的 N 处的角度配置进行上述处理,由此确定各角度配置下的透射图像的拼合位置(步骤 B2)。在此,由于支承台 13 的旋转驱动系统的角度精度比二维 XY 工作台 14 的位置精度好,因此认为各角度配置下的重合量相等($\Delta_1 = \dots = \Delta_j = \Delta_{j+1} = \dots = \Delta_N$),对 N 个部位的透射图像数据的全部数据,求得第 i 次的坐标(x,y)的信号强度和第 i+1 次的坐标(x' , y')的信号强度的差的平方和,而求得最小的重合量 Δ 。通过对全部的相邻两个测定位置进行上述处理,生成 N 张合成透射图像数据(大视野透射图像)(步骤 B3)。通过进行公知的对 N 张合成透射图像数据的图像重构处理(步骤 B4),完成所希望的三维 X 射线 CT 图像的生成。

[0071] 本实施方式的三维 X 射线 CT 装置的三维 CT 测定的特征为,二维 XY 工作台 14 使支承台 13 依次移动,将样品 100 配置于第 i 个位置,将样品 100 固定于第 i 个位置配置,在该位置配置下,支承台 13 的旋转驱动系统使样品 100 旋转,检测 N 张透射图像,对 M 个部位的位置配置重复上述处理,进行三维 CT 测定。通过上述测定方法,与固定于旋转驱动系统的角度配置,二维 XY 工作台 14 使样品移动至多个位置配置,检测 M 张透射图像,对 N 个部位的角度配置重复上述处理的情形相比,可缩短测定时间,并且可以进行更高精度的测定。支承台 13 的旋转驱动系统的角度精度比二维 XY 工作台 14 的位置精度更好,旋转驱动系统的旋转驱动与二维 XY 工作台的移动驱动相比速度更快。

[0072] 在本实施方式中采用上述三维 CT 测定方法,利用本实施方式的三维 X 射线 CT 图像的图像生成方法,对 N 张全部的透射图像数据应用最小二乘法,确定各 N 张透射图像数据的拼合位置,可计算相邻两个测定配置下的重合量 Δ 。有效利用在相邻两个测定位置分别得到的全部 N 张透射图像数据,将相邻两个测定位置的透射图像数据的拼合,由此可高精度且容易地确定拼合位置。另外,通过将由光学摄像部 21 拍摄的光学图像存储于存储部,在求得相邻两个测定位置上的透射图像数据的重合量时,也可使用该光学图像对重合量进行微调等。

[0073] 即使调换 N 处角度配置的移动和 M 个测定位置的移动(并行移动)的顺序,本发明也适用。即,将样品 100 固定于第 j 个角度配置,在该角度配置下,二维 XY 工作台 14 使样

品 100 分别移动至 M 个测定位置,检测 M 张透射图像,并对 N 个角度配置重复进行上述处理。使用图 7 所示的三维 X 射线 CT 图像的图像生成方法,由如上得到的 $M \times N$ 张透射图像数据,生成 N 张合成透射图像数据(大视野透射图像),通过对 N 张合成透射图像数据进行图像重构,可生成大画面三维 X 射线 CT 图像。

[0074] 以上,说明了本发明的 X 射线图像生成装置和 X 射线图像生成方法。其中,举例说明了 1 张合成透射图像(大视野透射图像)的图像生成,和由多张合成透射图像重构进行的三维 X 射线 CT 图像的图像生成的例子,但不限于此。例如,可以广泛应用于细部 X 射线衍射装置、扫描型荧光 X 射线分析装置等。

[0075] 另外,本发明实施方式的 X 射线发生部 11 中,从 X 射线源 10 发出的 X 射线直接入射到样品 100,但本发明不限于此。例如, X 射线发生部 11 也可以具有反射曲面为抛物线的一部分的多层膜反射镜等,由此抑制 X 射线发散(平行化),对样品照射大致平行的 X 射线。

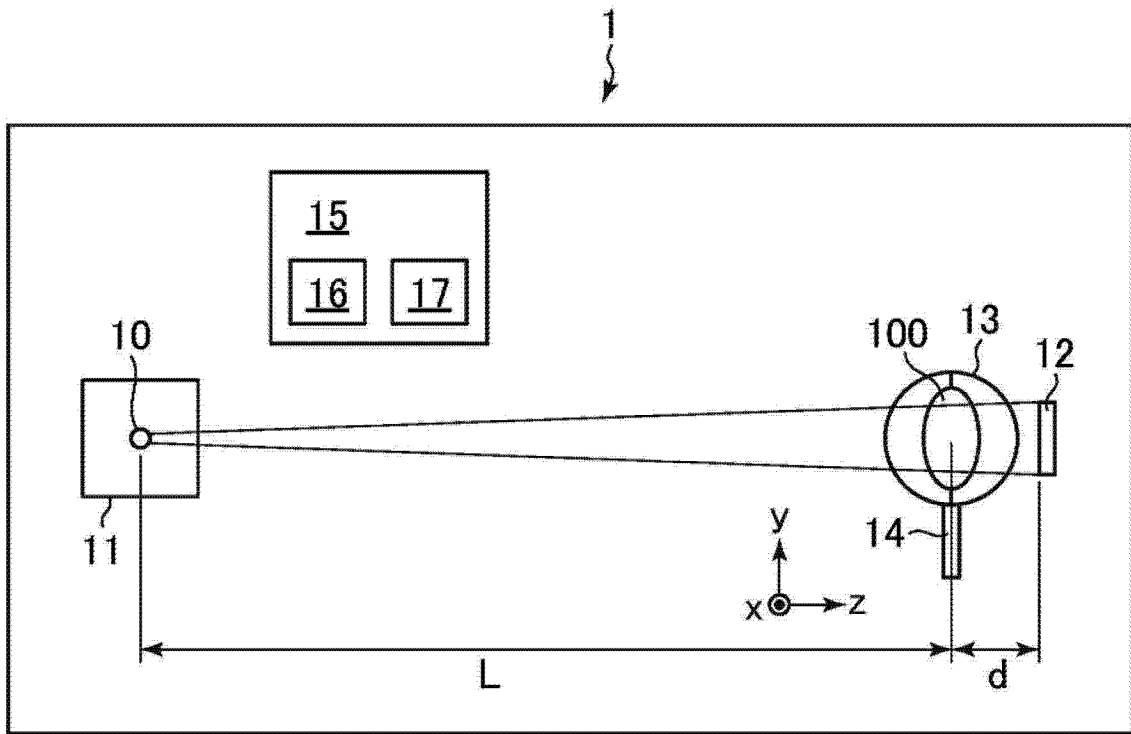


图 1

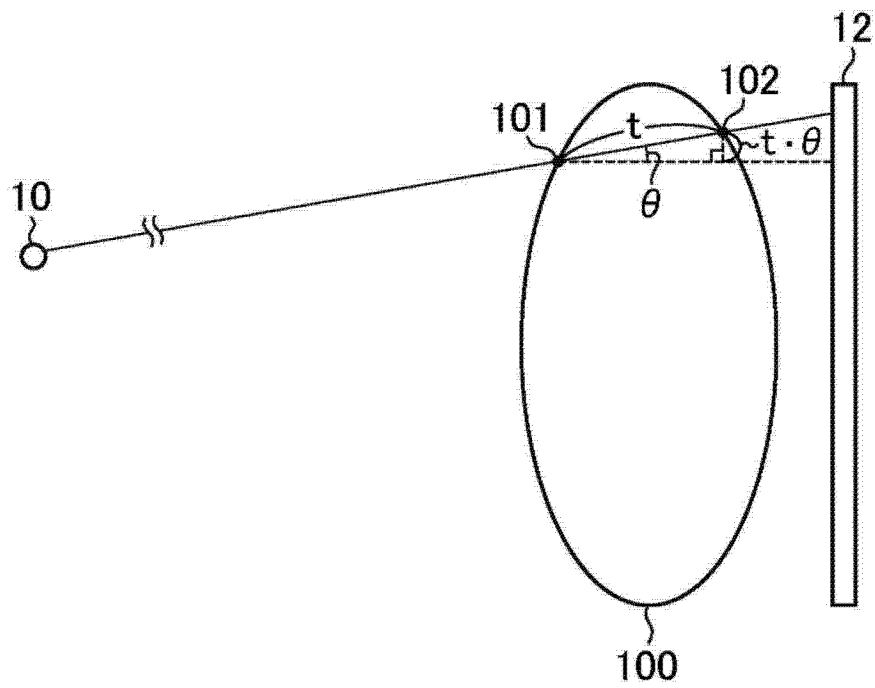


图 2

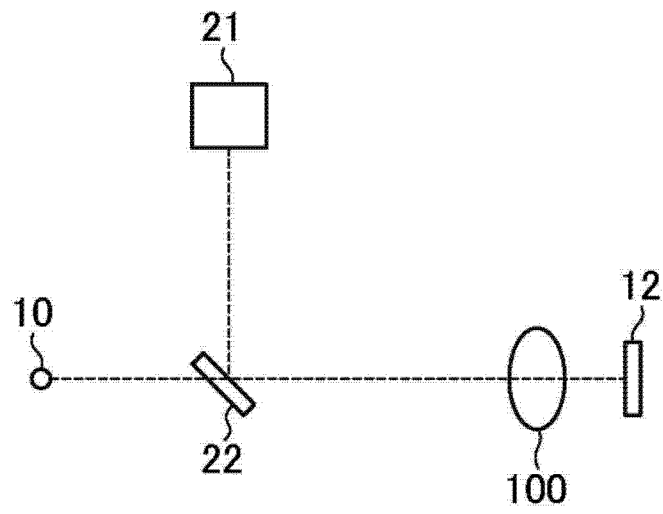


图 3

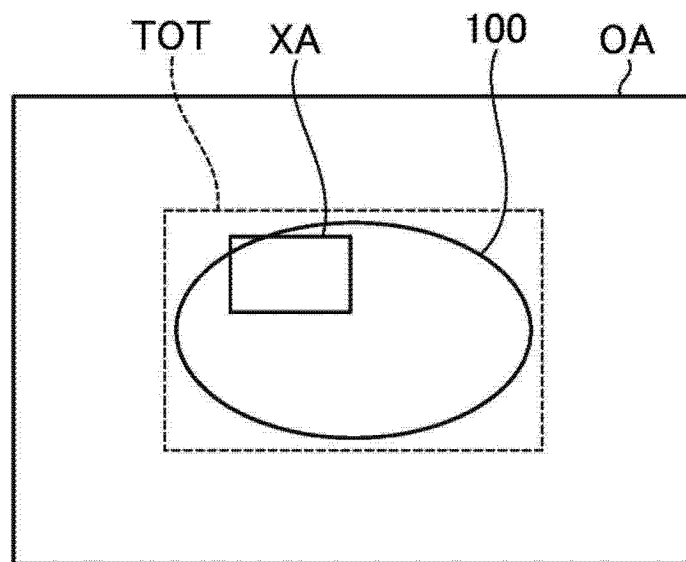


图 4

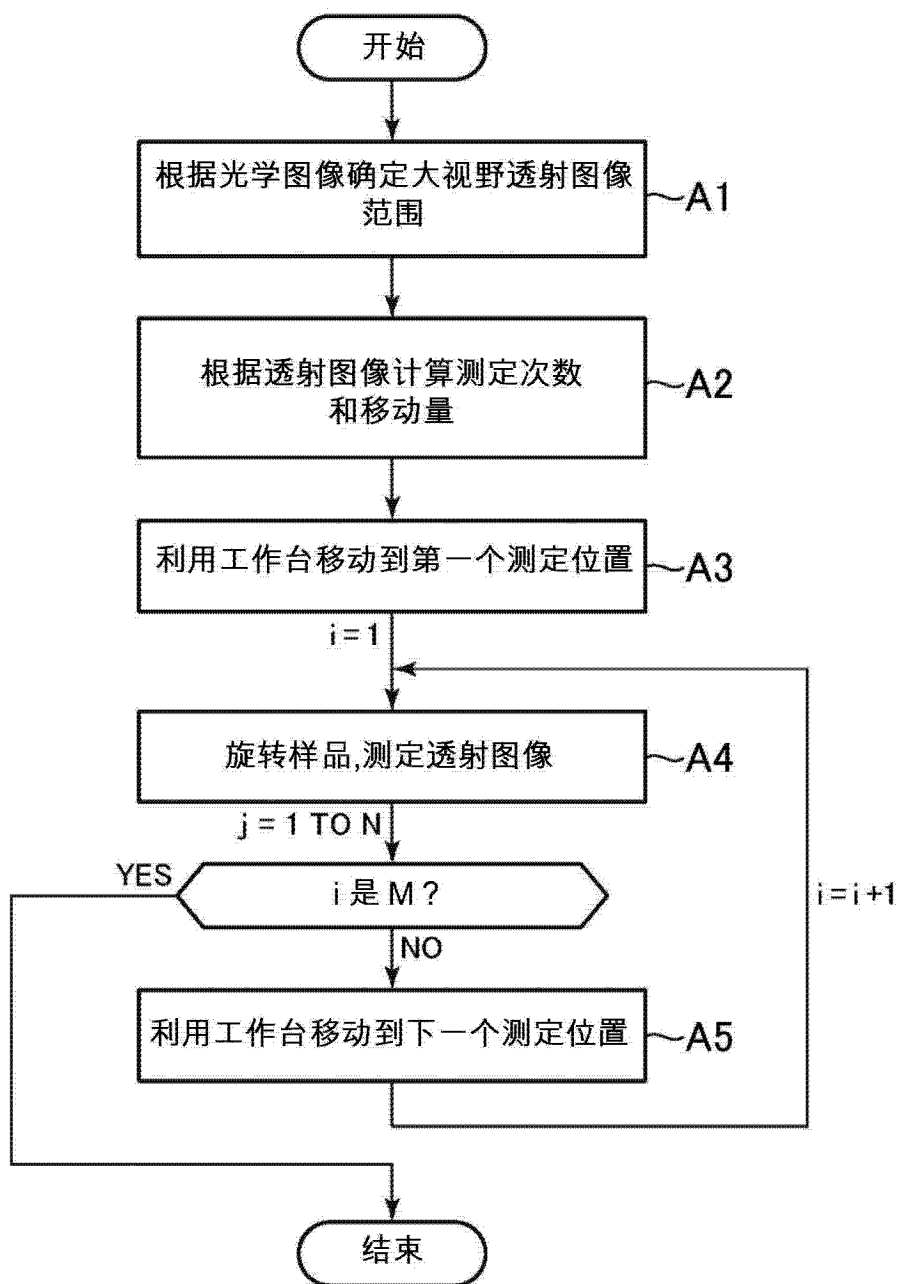


图 5

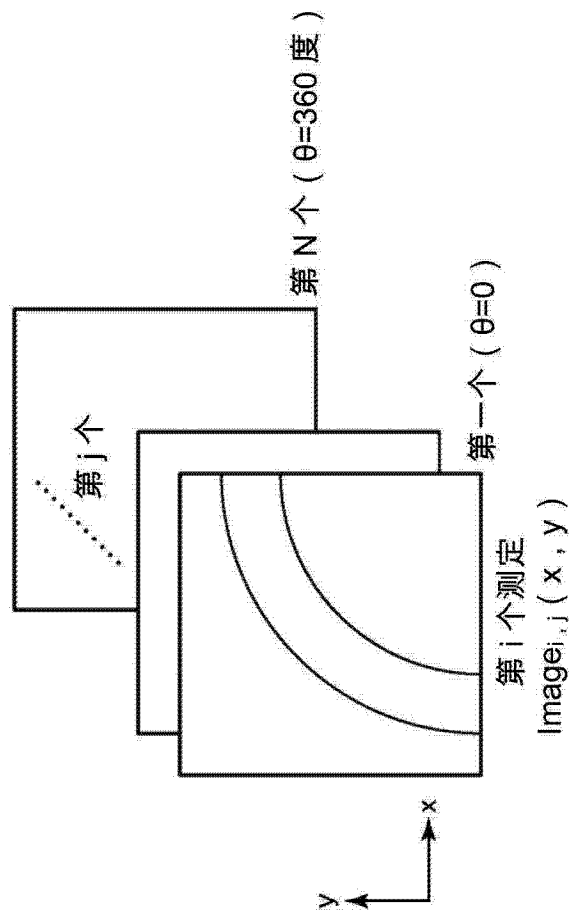


图 6A

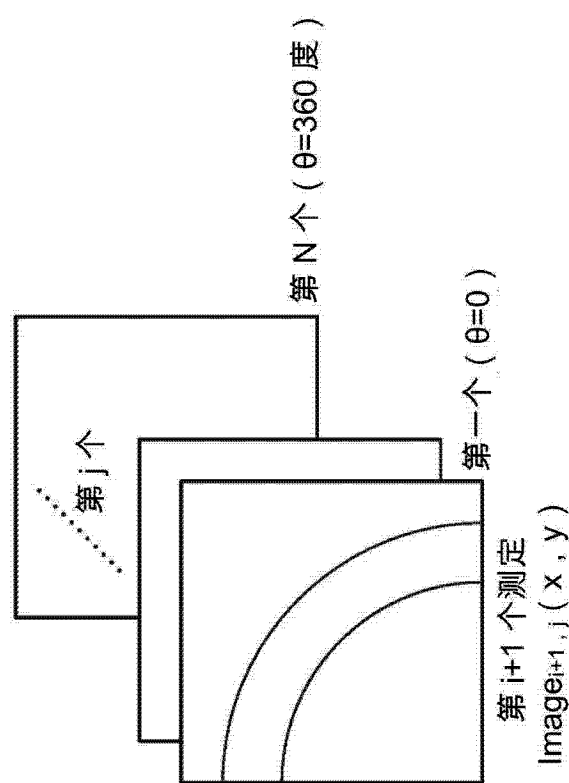


图 6B

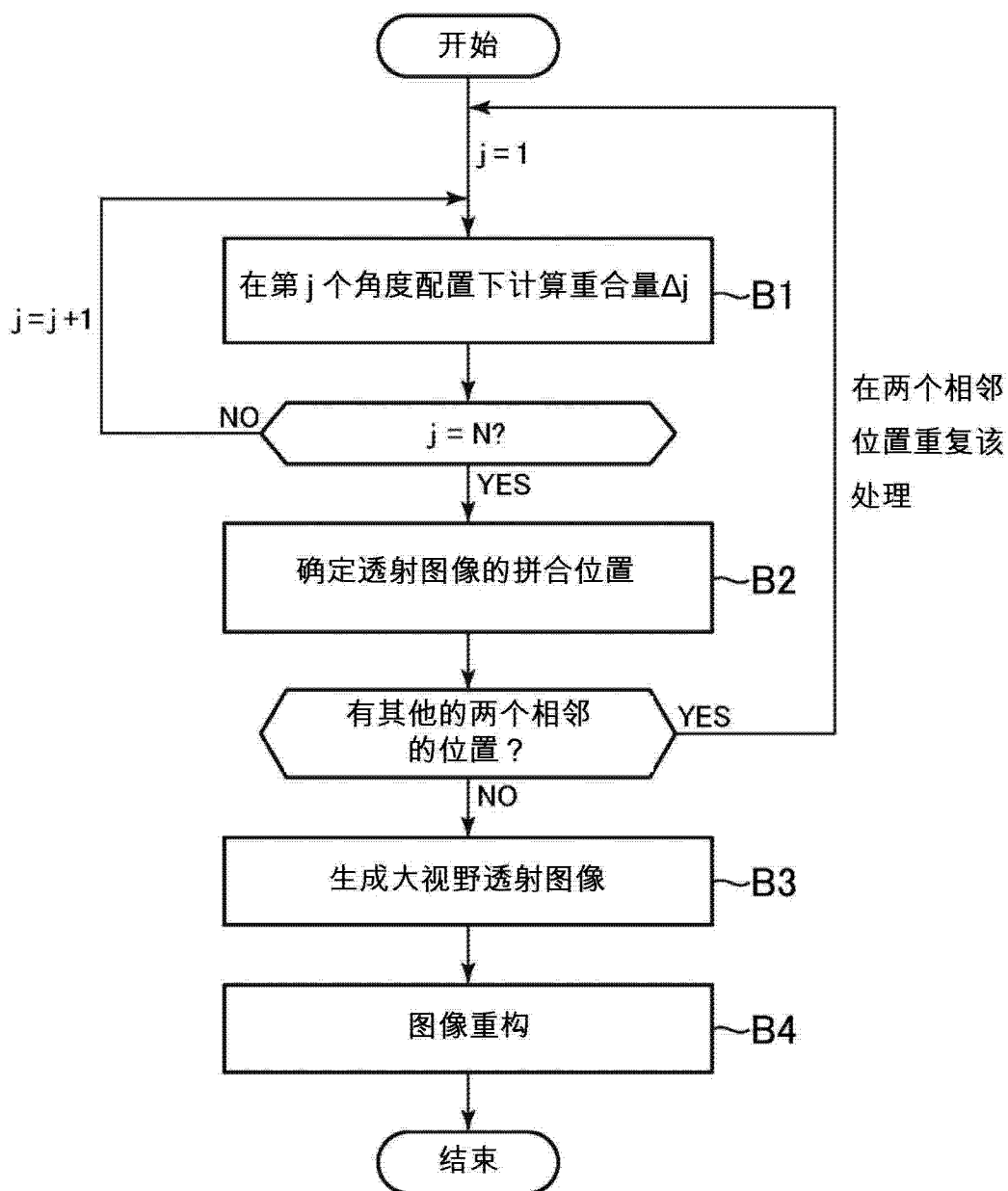


图 7

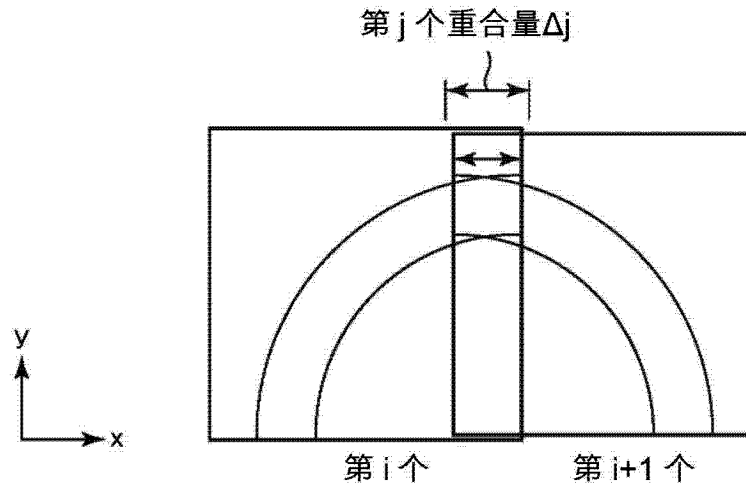


图 8

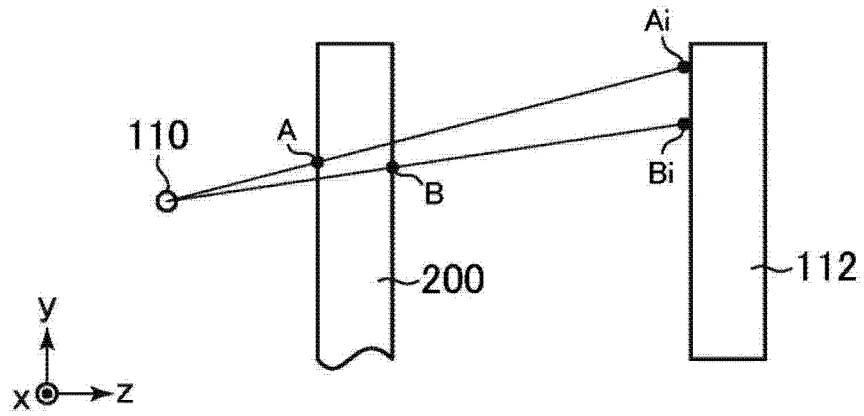


图 9A

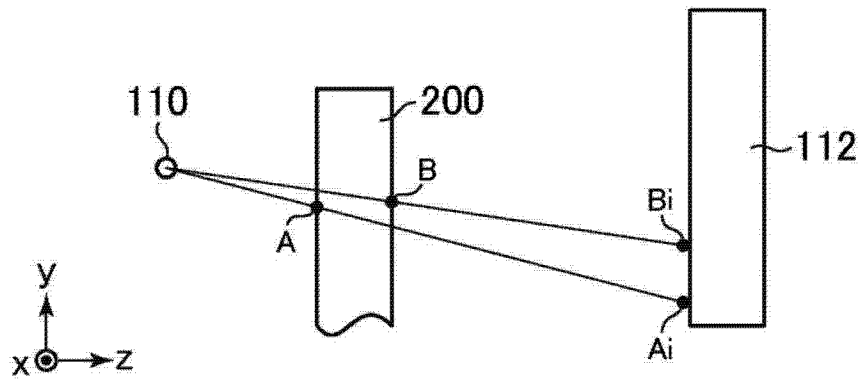


图 9B

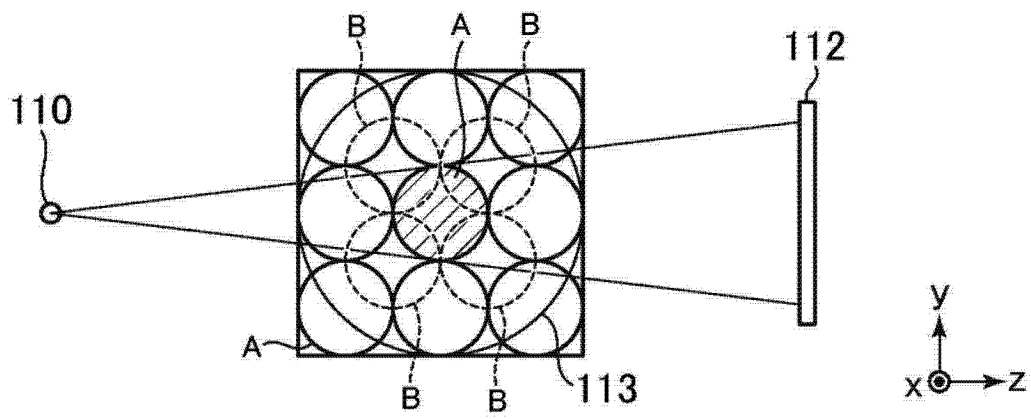


图 10